

(3)

03P09785



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 198 51 597 A 1**

1 US 6,258,218 A (05-02-2000)

⑳ Aktenzeichen: 198 51 597.9
㉒ Anmeldetag: 9. 11. 98
㉔ Offenlegungstag: 12. 5. 99

⑤1 Int. Cl. 6:
G 06 T 5/00
G 06 T 17/00
A 61 B 5/055
A 61 B 6/00
A 61 B 8/00

DE 198 51 597 A 1

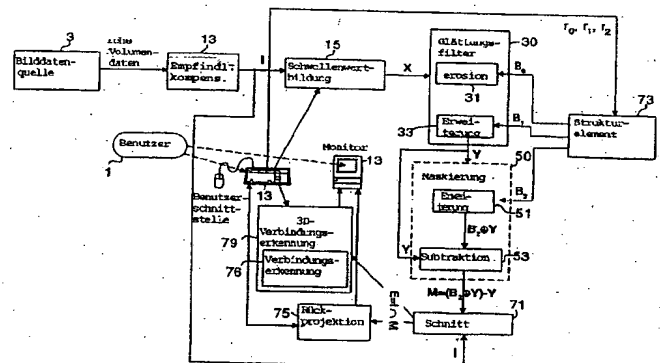
③0 Unionspriorität:
967654 10. 11. 97 US
⑦1 Anmelder:
General Electric Co., Schenectady, N.Y., US
⑦4 Vertreter:
Tiedtke, Bühling, Kinne & Partner, 80336 München

⑦2 Erfinder:
Cline, Harvey Ellis, Schenectady, N.Y., US

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑤4 Verbesserte Visualisierung schwacher Bildquellen in der Nähe dominanter Quellen

⑤7 Erfindungsgemäß wird ein Volumendatensatz mit einer dominanten Struktur hoher Intensität in der Nähe einer kleineren weniger intensiven Struktur geglättet und zum Trennen der dominanten Struktur segmentiert (30). Die dominante Struktur wird herausmaskiert (50), um die kleineren weniger intensiven Strukturen zu erhalten, die angezeigt werden. Beispielsweise wird eine dominante Struktur, wie die Blutansammlung in den Vorkammern, Kammern und der Aorta eines dreidimensionalen Angiographiedatensatzes segmentiert und aus dem Datensatz unter Verwendung mathematischer Morphologieoperationen beseitigt, um einen verbesserten Datensatz zu erhalten. Der verbesserte Datensatz wird durch herkömmliche Einrichtungen, wie eine Maximumintensitätsprojektion (MIP) bei verschiedenen Ansichten zum Erhalten von Bildern der Kranzarterien angezeigt.



BEST AVAILABLE COPY

DE 198 51 597 A 1

Beschreibung

Die vorliegende Erfindung betrifft eine dreidimensionale Abbildung und insbesondere eine dreidimensionale Abbildung weniger intensiver Strukturen in der Nähe dominanter Strukturen.

Bei vielen verschiedenen Abbildungen dominiert eine große oder intensive Quelle und verdunkelt schwächere, weniger intensive oder kleinere Quellen. Dies kann bei verschiedenen Abbildungsarten geschehen. Eine spezifische Art ist die medizinische Abbildung, spezieller noch die Herzbildung.

Kranzarterienerkrankungen sind die Haupttodesursache in den Vereinigten Staaten und tragen hauptsächlich zu medizinischen Versorgungskosten bei. Abgesehen von Fortschritten in jüngster Zeit bei der Magnetresonanz-(MR-)Herzbildung und Röntgenstrahlkatheterisierung ist die Kranzangiographie die definitive Untersuchungsmethode für Kranzarterienerkrankungen. Kranzarterien werden auf medizinischen Bildern von verschiedenen Ansichtspunkten aus unter Verwendung eines mittels eines Katheters entweder in den rechten oder den linken Kranz injizierten Kontrastmittels während der Untersuchung durch eine Fluoroskopieabbildung untersucht. Die Kranzarterien sind kleine weniger intensive Quellen verglichen mit den Blutansammlungen der Vorkammern, Kammern und der Aorta, die die Kranzbilder dominieren. Könnten die Kranzarterien deutlicher abgebildet werden, könnte eine Kranzarterienerkrankung durch Betrachtung der Kranzarterienverzweigung diagnostiziert werden. Könnten die Bilder insbesondere durch eine MR-Abbildung erhalten werden, wäre bei den Patienten keine schmerzhaft Katheterisierung erforderlich.

Manuelle Verfahren zur Beseitigung der Blutansammlung aus einem erfaßten medizinischen Bilddatensatz vor der Anzeige sind in der Druckschrift "coronary Arteries: Three-dimensional MR Imaging with Respective Respiratory Gating", von D. Li, S. Kaushikkar, E.M. Haacke et al., Radiology 201, 857-863 (1996) beschrieben. Dabei ist eine langwierige manuelle Benutzerinteraktion zur Verfolgung bzw. Absteckung des Umrisses der Kranzarterien erforderlich.

Bei anderen Vorgehensweisen zur Segmentierung der Kranzarterien können Gefäße durch Verbindungserkennung oder Verfolgung des Lumen gefunden werden. Allerdings können Diskontinuitäten in den Gefäßen und Rauschen, die die Gefäße mit der Blutansammlung verbinden, die automatischen Verfahren zur Gefäßauffindung vereiteln.

Gegenwärtig besteht das Erfordernis nach einem System, das automatisch Bilder kleinerer, weniger intensiver Strukturen in einem Bereich in der Nähe großer, dominanter Strukturen erzeugt.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und ein Gerät zur Visualisierung, kleinerer, weniger intensiver Strukturen auszugestalten, die sich in der Nähe einer großen dominanten Struktur befinden.

Des weiteren sollte ein System ausgebildet werden, das Bilder von Kranzgefäßen eines Subjekts aus einem volumetrischen Datensatz automatisch erzeugt.

Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe durch ein Verfahren und ein Gerät zur Erzeugung verbesserter Bilder gewünschter Strukturen in der Nähe dominanter Strukturen gelöst.

Dabei wird ein volumetrischer Datensatz I mit einer dominanten Struktur mit schwächeren gewünschten Strukturen mit einem Schwellenwert C verglichen, der interaktiv von einem Benutzer zugeführt werden kann. Ein dreidimensionaler binärer Datensatz $X = \{I > C\}$ wird erzeugt, wobei Datenwerte des Datensatzes I über dem Schwellenwert einen Bitwert darstellen, und der andere Bitwert Werte von I

darstellt, die sich an oder unter dem Schwellenwert befinden. Dabei sind sowohl die dominante als auch die gewünschte Struktur mit einigem Rauschen enthalten.

Der dreidimensionale (3D) binäre Datensatz X wird zum Erhalten eines geglätteten Datensatzes Y geglättet, wobei die gewünschten Strukturen im wesentlichen beseitigt werden und das Rauschen verringert wird. Ein derartiges Glättungsverfahren ist die "Erosion" unter Verwendung von Strukturelementen B_0 mit einem Radius r_0 , woraus sich ein erodierter Datensatz $(X \ominus B_0)$ ergibt. Dann resultiert die Dilatation bzw. Erweiterung des erodierten Datensatzes $(X \ominus B_0)$ mit einem Strukturelement B_1 mit dem Radius r_1 in einem geglätteten Datensatz Y, der die gewünschten Strukturen im wesentlichen ausschließt und ein verringertes Rauschen aufweist.

Eine dreidimensionale Maske M wird durch die Erweiterung des geglätteten Datensatzes Y mit einem Strukturelement B_2 zum Erhalten eines erweiterten Datensatzes $(B_2 \oplus Y)$ erzeugt. Der geglättete Datensatz Y wird dann von dem erweiterten Datensatz $(B_2 \oplus Y)$ zum Erhalten der Maske $M = (B_2 \oplus Y) - Y$ subtrahiert.

Die Maske M wird mit dem ursprünglichen Datensatz I zum Erhalten eines verbesserten Datensatzes E geschnitten, der die gewünschten Strukturen enthält und bei dem die dominante Blutansammlung weggelassen ist: $E = M \cap I$.

Dieser verbesserte Datensatz E kann dann manipuliert und durch herkömmliche Abbildungsverfahren, wie die Maximumintensitätsprojektion (MIP) zum Erhalten verbesserter Bilder angezeigt werden.

Bei einem alternativen Ausführungsbeispiel kann ein Benutzer die Orte auf einem angezeigten Bild, die die gewünschten Strukturen zeigen, interaktiv auswählen. Diese Orte werden als "Kerne" in dem verbesserten Datensatz E verwendet. Orte in den verbesserten Datensatzwerten E mit im wesentlichen den gleichen Werten wie die Kerne, die den gleichen Quellentyp anzeigen und mit den Kernen entweder direkt oder über den gleichen Quellentyp physikalisch verbunden sind, werden als feste Struktur zusammen gruppiert, die entfernt oder von anderen Orten getrennt angezeigt werden kann.

Die Erfindung kann bei der Erzeugung verbesserter Anzeigen gewundener Kranzarterien bei Hochauflösungs-3D-MR-Bildern angewendet werden.

Dies kann zur Anzeige von Kranzarterien eines Subjekts unter Verwendung der mathematischen Morphologie zur Auswahl einer Schale durchgeführt werden, die die Kranzarterien enthält und die dominanten Blutansammlungen ausschließt. Die dreidimensionalen Daten werden dann von verschiedenen Ansichten aus zur Ausbildung von Angiogrammen projiziert, die in bekannter Form für eine Diagnose für den Kardiologen vorliegen.

Die Erfindung wird nachstehend anhand bevorzugter Ausführungsbeispiele unter Bezugnahme auf die Zeichnung näher beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 ein vereinfachtes Blockschaltbild eines Ausführungsbeispiels,

Fig. 2 eine Herzblutansammlung, die zur Beschreibung der erfindungsgemäßen Erosions- und Erweiterungsvorgänge verwendet wird,

Fig. 3 das Ergebnis der Schritte zur Erzeugung einer Maske M zur Verbesserung der Visualisierung von Kranzarterien gemäß einem Ausführungsbeispiel,

Fig. 4 einen umformatierten schrägen Schnitt durch Kranzblutansammlungen,

Fig. 5 einen zweidimensionalen Schnitt eines erfindungsgemäß erzeugten verbesserten Datensatzes E bezüglich der gleichen Ansicht wie in Fig. 4,

Fig. 6 eine Projektion durch den verbesserten Datensatz

E,

Fig. 7 ein herkömmliches Maximumintensitätsprojektions-(MIP)-Bild, das aus dem ursprünglichen kompensierten Datensatz I erzeugt ist,

Fig. 8 ein MIP-Bild bezüglich der gleichen Ansicht wie in Fig. 7, ausgehend von dem gleichen Datensatz I aber erfindungsgemäß verarbeitet,

Fig. 9 ein dreidimensionales Oberflächen-Rendering bezüglich der gleichen Ansicht wie in Fig. 7 und 8,

Fig. 10 ein MIP-Bild des ursprünglichen volumetrischen Datensatzes einschließlich der Blutansammlung gemäß herkömmlichen Abbildungsverfahren,

Fig. 11 ein erfindungsgemäß segmentiertes MTP-Bild ausgehend von dem gleichen Datensatz und mit der gleichen Ansicht wie in den Fig. 10 und 11, das Kranzarterien zeigt,

Fig. 12 ein dreidimensionales Oberflächen-Rendering eines Angiographie-Volumendatensatzes und

Fig. 13 ein erfindungsgemäßes MIP-Bild eines verbesserten Datensatzes E, das unter Verwendung einer Verbindungserkennung weiter verbessert wurde.

Die Herausforderung besteht in der Beseitigung großer intensiver Signalquellen in einem Volumen, die kleinere, weniger intensive Signalquellen in der Nähe, die abzubilden sind, dominieren und verbergen. Bezüglich der Herzabbildung dominieren die Blutansammlungen der Vorkammern, Kammern und der Aorta ein Angiographiebild derart, daß die Herzkranzarterien verborgen werden. Die Kranzarterien führen dem Herzmuskel Blut zu. Die Visualisierung dieser Herzkranzarterien ist der Schlüssel für die Diagnose und Verhinderung ernsthafter Herzkranzarterienkrankungen.

Da diese Arterien sehr gewunden sind, liefern einfache zweidimensionale ebene Bilder selten eine geeignete Begrifflichkeit dieser Arterien.

Erfindungsgemäß werden die dominanten Blutansammlungsquellen aus den dreidimensionalen MR-Herzbildern zur Anzeige der segmentierten Blutgefäße als interaktive dreidimensionale Strukturen beseitigt, die von verschiedenen Ansichtspunkten aus betrachtet werden können.

Daraus ergibt sich ein verbesserter dreidimensionaler Datensatz, der herkömmliche Abbildungsverfahren erleichtert, wie beispielsweise die Maximumintensitätsprojektion (MIP), die zusammen mit der MR-Angiographie verwendet wird. Die MIP-Projektion durch das dreidimensionale Volumen erscheint gleich einer herkömmlichen Herz-Fluoroskopie.

Datenerfassung

Ein volumetrischer bzw. Volumendatensatz wird erfaßt. Ein mit der Erfindung kompatibler Datentyp ist ein dreidimensionaler MR-Datensatz zur Herzabbildung, wie er von P. Irrazaval, D.G. Nishimura in "Fast Three Dimensional Magnetic Resonance Imaging", Magn. Reson. Med. 33, 689-696 (1995) beschrieben ist.

Spulenempfindlichkeitskorrektur

Werden MR-Volumendaten verwendet, und wurden diese unter Verwendung einer Oberflächenempfangsspule erfaßt, ist eine Spulenempfindlichkeitskorrektur zur Anpassung an die variable Empfindlichkeit der Oberflächenspule bezüglich der Entfernung von der Spule erforderlich, d. h., Quellen, die näher an der Spule oder direkt vor der Spule sind, erzeugen ein höheres MR-Antwortsignal, während die Quellen, die weiter von der Spule entfernt oder abgewandt an einer Seite der Spule sind, ein niedrigeres MR-Antwortsignal erzeugen. Dies ist beispielsweise in der US-A-5 659 629 beschrieben.

Schwellenwertbildung bezüglich der Segmentansammlung

Die Erfindung benötigt einen dreidimensionalen Volumendatensatz. Eine besonders wichtige Verwendung besteht in der Identifizierung und Anzeige von Kranzarterien in einem dreidimensionalen Volumendatensatz. Erfindungsgemäß wird der langwierige Schritt einer manuellen Umrißlinienbildung von Gefäßen und der Identifizierung der Blutansammlung durch das automatische Glätten des Datensatzes und einer Schwellenwertbildung mit einer Benutzereingabe vermieden.

Ein Schwellenwert wird interaktiv durch einen Benutzer eingestellt, der eine einen Schwellenwert interaktiv festsetzende Benutzerschnittstelle bedient, was einen weißen und schwarzen Kontrast von Bereichen über/unter dem Schwellenwert liefert. Der Benutzer stellt den Schwellenwert ein, bis die Blutansammlung klar dargestellt ist. Bei einem optionalen alternativen Ausführungsbeispiel kann eine kompliziertere Blutansammlungsoberflächenerfassungseinrichtung als die einfache Schwellenwertbildung eine Spulenempfindlichkeitskorrektur unnötig machen.

Isolation der Blutansammlung-Glättung

Die Blutansammlung wird von den Kranzarterien durch mathematische Morphologieoperationen der Erosion und Erweiterung separiert, wie es in der Druckschrift "Vascular Morphology by Three-dimensional Magnetic Resonance Imaging" von H.E. Cline, W.E. Lorensen, R.J. Herfkens, G.A. Johnson, G.-H. Glover, Magnetic Resonance Imaging Band 7, Seiten 45-54, 1989, beschrieben ist.

Die Erosion eines dreidimensionalen Objekts beinhaltet die Entfernung eines Oberflächenbereichs an einer gegebenen Entfernung von der Oberfläche. Im Fall isotropischer Daten nähert das Strukturelement eine Kugel. Ein Schema einer Blutansammlung mit einer Kranzarterie und Rauschen wird wie in Fig. 1 gezeigt erodiert. Das Rauschen und die Gefäße werden entfernt und die Blutansammlung wird geringer.

Die Erweiterung erhöht die Größe eines Objekts und ist gleich einer Erosion des Hintergrunds. Die Kombination der Erosion gefolgt von einer Erweiterung, einer sogenannten Öffnung, beseitigt kleine Bereiche und glättet ein dreidimensionales binäres Objekt.

Maskenerzeugung

Die Segmentierung von Kranzarterien beinhaltet eine Erweiterung der geglätteten Blutansammlung Y mit einem Strukturelement B2 mit einem Radius r_2 , der vordefiniert oder vom Benutzer ausgewählt ist. Daraus ergibt sich eine erweiterte Blutansammlung ($Y \oplus B_2$).

Die ursprüngliche geglättete Blutansammlung Y wird von der erweiterten Blutansammlung ($Y \oplus B_2$) zur Ausbildung eines dreidimensionalen Schalenmaskenbereichs $M = (Y \oplus B_2) - Y$ außerhalb der Blutansammlung subtrahiert, der die in Frage kommenden Arterien enthält. Die Maske M enthält dann die Kranzarterien und schließt im wesentlichen die Blutansammlungen aus.

Erzeugung eines verbesserten Datensatzes E

Dann wird die Maske M mit dem kompensierten Datensatz I zur Ausbildung des verbesserten Datensatzes E geschnitten. Überall dort, wo die Maske M "0" ist, sind die Einträge des verbesserten Datensatzes E "0". Überall dort, wo die Maske M "1" ist, wird der Eintrag des verbesserten Datensatzes E auf den entsprechenden Eintrag des kompen-

sierten Datensatzes I gesetzt.

Anzeige des verbesserten Datensatzes E

Der verarbeitete dreidimensionale Datensatz kann zur Auswahl von Parametern zur Segmentation und zur Visualisierung der Kranzgefäße interaktiv manipuliert werden. Die MIP des Kranzangiogramms ist ein schnelles Mittel zur Anzeige, das die Tiefenwahrnehmung dramatisch verbessert, insbesondere dann, wenn die Bilder für verschiedene Ansichten bzw. Ansichtspunkte gedreht werden.

Bei einem alternativen Ausführungsbeispiel wird die Verschiebung des Subjekts aufgrund der Atmung gespeichert, und die erzeugten zweidimensionalen Bilder können um diesen Betrag verzerrt werden, um Atmungsverschiebungen zu kompensieren, und künstliche Diskontinuitäten in den Kranzarterien zu verhindern.

Die Schritte zur Segmentierung der Blutansammlung und Erzeugung von MR-Kranzangiogrammen sind folgende:

1. Ein roher dreidimensionaler Volumendatsatz wird bezüglich der lokalen Spulenempfindlichkeit korrigiert, woraus sich ein kompensierter Datensatz I ergibt.
2. Der kompensierte Datensatz I wird durch eine Schwellenwertbildung mit einem konstanten Wert C zur Erzeugung eines dreidimensionalen binären Bildes X des Blutes transformiert, das sowohl in der Blutansammlung als auch den Kranzarterien enthalten ist ($X = \{I > C\}$).
3. Ein geglättetes Datenvolumen Y wird durch Erosion/Erweiterung unter Verwendung von Strukturelementen B_0 , B_1 jeweils mit Radien r_0 und r_1 erzeugt. Die geglättete Blutansammlung Y enthält keine Kranzarterien und weist verringertes Rauschen auf. In diesem Fall definiert der Satz von Punkten in einem ausgewählten Radius Strukturelemente B_0 und B_1 .
4. Eine die Kranzarterien umfassende Maske $M = (Y \oplus B_2) - Y$ wird durch Erweiterung der geglätteten Blutansammlung Y mit einem größeren Strukturelement B_2 und durch Subtraktion der ursprünglichen Blutansammlung Y erzeugt.
5. Die Maske M wird mit dem kompensierten Datensatz I zur Ausbildung des verbesserten Datensatzes E geschnitten.
6. Der verbesserte Datensatz E kann dann mittels herkömmlicher Verfahren, wie beispielsweise MIP (π) zur Ausbildung eines Kranzangiogramms A angezeigt werden. Die Ansicht kann durch die Projektion von verschiedenen Ansichtspunkten aus zur Erzeugung einer Bewegungsdarstellung des Kranzgefäßbaumes gedreht werden: $A = \pi(I \cap M)$.

Fig. 1 zeigt ein vereinfachtes Blockschaltbild der Erfindung. Eine Bilddatenquelle führt rohe Volumendaten zu, die einen zu visualisierenden Bereich abdecken. Falls die rohen Volumendaten unter Verwendung einer Oberflächenspule erfaßt wurden, werden sie bezüglich der Empfindlichkeit der Spule durch eine Empfindlichkeitskompensationseinrichtung 13 ähnlich der bei Cline beschriebenen kompensiert, woraus sich ein kompensierter Datensatz I ergibt, der einer Schwellenwerteinrichtung 15 zugeführt wird.

Bei einem alternativen Ausführungsbeispiel können die Volumendaten durch eine Spule erfaßt werden, die keine Kompensation erforderlich macht, oder vorkompensiert wurde, und werden der Schwellenwerteinrichtung 15 direkt zugeführt.

Die Schwellenwerteinrichtung 15 empfängt auch einen Schwellenwert, der interaktiv von einem Benutzer 1 einge-

stellt werden kann, der mit einer Benutzerschnittstelle 11 interagiert. Die Schwellenwerteinrichtung 15 vergleicht jeden Datenwert des kompensierten Volumendatsatzes I mit dem empfangenen Schwellenwert und erzeugt einen Volumendatsatz X, der einen Wert 1 aufweist, wo die Werte den Schwellenwert jeweils überschreitet, und den Wert 0 aufweist, wo I jeweils auf bzw. unter den Schwellenwert fällt.

Der Volumendatsatz X wird dann auf einem Bildschirm 17 für den Benutzer 1 angezeigt, so daß der Benutzer 1 mit der Schwellenwerteinrichtung 15 über die Benutzerschnittstelle 11 zur Einstellung des Schwellenwerts derart interagieren kann, daß die gewünschten Volumenabschnitte des kompensierten Datensatzes I ausgeschlossen sind. Stellt der verwendete Datensatz ein Herzbild dar, wird der Schwellenwert derart eingestellt, daß die Blutansammlungen der Vorhöhlen, Kammern und der Aorta gut definiert sind.

Der mit einem Schwellenwert bewertete Datensatz X wird einem Glättungsfilter 30 zugeführt, das die durch den Benutzer interaktiv ausgewählte dominante Quelle glättet. Das Glättungsfilter 30 verringert das Rauschen um die dominante Quelle und glättet die Kanten der dominanten Quelle.

Bei einem derartigen Glättungsfilter könnte eine Erosionseinrichtung 31 und eine Erweiterungseinrichtung 33 Verwendung finden.

Die Erosionseinrichtung 31 funktioniert zusammen mit einer Strukturelementeinrichtung 73. Der Benutzer 1 definiert über die Benutzerschnittstelle 11 einen Radius r_0 , der einem aus einer dominanten Quelle 27 zu entnehmenden Bereich entspricht. Der Radius r_0 definiert einen Bereich, in dem die Volumenbildelemente (Volumenelemente) in dem Bereich zu verwenden sind. Ein Satz von Volumenelementen in diesem Bereich ist als Strukturelement definiert, und ist in diesem Fall gleich B_0 . Jedes Strukturelement weist ein Mittelpunktvolumenelement auf, das beruhend auf der Untersuchung der anderen Volumenelemente in dem Bereich modifiziert wird.

Gemäß Fig. 2 befindet sich ein Volumenelement 8 außerhalb der dominanten Quelle 27. Daher wird in einem Erosionsvorgang ein Volumenelement 9, das das zentrale Volumenelement darstellt, in einer Erosion eines binären Datensatzes auf 0 gesetzt. Das Strukturelement B_0 wird dann an einen anderen Ort bewegt, und es wird wiederum ein Test durchgeführt, um zu bestimmen, ob ein Volumenelement außerhalb der dominanten Quelle 27 liegt. Trifft dies zu, wird das Mittelpunktvolumenelement auf 0 gesetzt. Dieser Vorgang wird solange fortgesetzt, bis jedes Volumenelement eines in Frage kommenden Bereichs das Mittelpunktvolumenelement war. Das Ergebnis ist ein durch eine gestrichelte Linie 6 gezeigter Bereich, der der neue Außenbereich der erodierten dominanten Quelle wird.

Gemäß Fig. 1 wählt der Benutzer 1 einen Radius r_0 über die Benutzerschnittstelle 11 aus, der einer Strukturelementeinrichtung 72 zugeführt wird. Dadurch wird ein Strukturelement B_0 erzeugt, das der Erosionseinrichtung 31 zugeführt wird. Die Erosionseinrichtung 31 erodiert dann das durch den Schwellenwert bewertete Datenvolumen X. Das erodierte Volumen wird als $(B_0 \ominus X)$ bezeichnet. Dieses erodierte Volumen wird dann einer Erweiterungseinrichtung 33 zugeführt.

In Fig. 2 werden ein Strukturelement B_1 und Volumenelemente 21 und 23 verwendet, um die Erweiterung darzustellen. Ein Radius r_1 wird gewählt, innerhalb dessen das Volumen zu erweitern ist. Soll die dominante Quelle 27 erweitert werden, werden alle Volumenelemente in einem Radius r_1 des Mittelpunktvolumenelements 21 dahingehend überprüft, ob eines dieser Volumenelemente sich innerhalb der

dominanten Quelle 27 befindet. Befindet sich zumindest eines darin, wird das Volumenelement 21 auf 1 gesetzt. Dann wird das Strukturelement B_1 an einen neuen Ort bewegt und der Vorgang fortgesetzt. Dies wird solange wiederholt, bis alle Volumenelemente in dem gewünschten Bereich das Mittelpunktvolumenelement waren. Daraus ergibt sich eine Vergrößerung zu der mit 25 angezeigten gestrichelten Linie.

In dem Glättungsfilter 30 wurde die dominante Quelle zuerst bis zur gestrichelten Linie 6 erodiert und dann wieder erweitert. Ist der Radius $r_0=r_1$, ergibt sich eine dominante Quelle mit der gleichen Größe wie zuvor, allerdings mit einer glatten Oberfläche und geringerem Rauschen. Der Vorgang der Erosion gefolgt von einer Erweiterung tendiert zum Löschen kleiner Quellen und von statistischem Rauschen. Der geglättete Datensatz wird mit Y bezeichnet.

Der geglättete Datensatz Y wird einer Maskierungseinrichtung 50 zugeführt, die eine Maske M erzeugt, die lediglich gewünschte periphere Strukturen enthält und die dominante Quelle wegläßt. Eine Art zum Aufbau der Maske M besteht in der Verwendung der Erweiterungseinrichtung 51, wobei ein Strukturelement B_2 verwendet wird, das den geglätteten Datensatz Y empfängt und einen erweiterten Datensatz $(B_2 \oplus Y)$ erzeugt.

Eine Subtraktionseinrichtung 53 empfängt das Ausgangssignal der Erweiterungseinrichtung 51 und empfängt auch den geglätteten Datensatz Y und subtrahiert diesen zur Erzeugung einer Maske $M=(B_2 \oplus Y)-Y$.

Fig. 3 zeigt das Ergebnis dieser Operationen. In Fig. 3 ist im Abschnitt A die Blutansammlung nach dem Erosionsschritt $(B_0 \ominus X)$ gezeigt. Dies stellt das Ausgangssignal der Erosionseinrichtung 31 dar.

Im Abschnitt B in der Fig. 3 ist die geglättete Blutansammlung Y gezeigt.

Die geglättete Blutansammlung Y wird durch die Erweiterungseinrichtung 51 erweitert und dann wird die ursprüngliche geglättete Blutansammlung Y von dem Ausgangssignal der Erweiterungseinrichtung 51 durch die Subtraktionseinrichtung 53 zur Erzeugung der Maske M subtrahiert, wie es in Fig. 3, Abschnitt C gezeigt ist.

Eine Schnitteinrichtung 71 empfängt das Ausgangssignal der Subtraktionseinrichtung 53 und empfängt auch den ursprünglichen kompensierten Datensatz I und setzt alle Werte außer solche auf null, die die Maske M auf einen Wert 1 gesetzt hat. Daraus ergibt sich ein verbesserter Datensatz E) aus dem die dominanten Quellen beseitigt sind. Der verbesserte Datensatz E für ein Herzbild gleicht einer dreidimensionalen Schale, auf der das Zentrum bzw. der Mittelteil entfernt ist. Die Schale weist die Kranzarterien auf, die angezeigt werden können.

Der verbesserte Datensatz E kann durch einen dreidimensionalen Arbeitsplatzrechner 79 manipuliert oder durch eine Rückprojektionseinrichtung 75 zur Erzeugung von Bildern auf einem Bildschirm 17 rückprojiziert werden. Der Benutzer 1 kann über die Benutzerschnittstelle 11 interagieren, um die Abbildungsparameter für den 3D-Arbeitsplatzrechner 79 oder die Rückprojektionseinrichtung 75 einzustellen. Die Schale kann unverändert rückprojiziert werden, oder aufgeschnitten und derart rückprojiziert werden, daß ein klareres Bild erhalten wird. Befindet sich beispielsweise die abzubildende Kranzarterie auf der Vorderseite des Herzens, kann lediglich der vordere Abschnitt des Herzens nahe der Arterie bei der Rückprojektion verwendet werden, wobei das Übrige der Schale weggelassen wird. Dies ermöglicht eine Rückprojektion, bei der die Arterien auf der Hinterseite des Herzens nicht über die vorderen Arterien überlappen, und dadurch eine Verwechslung in dem Bild bewirken.

Ein anderes Verfahren zur Anzeige dieses verbesserten Datensatzes E besteht darin, daß dem Benutzer 1 die Aus-

wahl einer Folge aufeinanderfolgender Ansichtspunkte ermöglicht wird, von denen aus die Bilder zu betrachten sind. Diese Ansichtspunkte können dann zur Erzeugung von Bildern verwendet werden, die gespeichert werden. Die Bilder können dann in aufeinanderfolgender Art und Weise zur Erzeugung einer filmähnlichen Wiedergabe wiedergegeben werden, wobei die Strukturen dargestellt werden, als ob sich der Benutzer um die Strukturen bewegt.

Bei einem alternativen Ausführungsbeispiel kann der dreidimensionale Arbeitsplatzrechner 79 auch die Funktionen der Schwellenwerteinrichtung 15 durchführen, und diese Einrichtungen können in einer einzelnen Einrichtung zusammengefaßt werden.

Gemäß einem anderen alternativen Ausführungsbeispiel betrachtet der Benutzer 1 das Bild auf dem Bildschirm 13. Der Benutzer 1 wählt dann Orte oder Kerne in den Strukturen aus, die hervorzuheben sind, wie die Kranzarterien, indem die Benutzerschnittstelle 11 verwendet wird.

Eine Verbindungserfassungseinrichtung 76 in dem dreidimensionalen Arbeitsplatzrechner 79 empfängt die Kerne als Eingangssignal und sucht nach den ähnlichen Datenwerten als Kernwerte in der nächsten Umgebung, die mit den Kernen physikalisch verbunden sind: Dies kann wie in der Druckschrift "Image Analysis and Mathematical Morphology" von J. Serra, Academic Press, New York (1982), Seiten 373-416 beschrieben, durchgeführt werden. Daraus ergeben sich feste Strukturen des gleichen Gewebetyps. Wird die Verbindungserkennungseinrichtung 76 in Verbindung mit dem vorstehend beschriebenen System verwendet, ergibt sich eine weitere Verdeutlichung der gewünschten Strukturen.

Ergebnisse

Fig. 4 zeigt einen umformatierten schrägen Schnitt durch das dreidimensionale Volumen an der rechten Kranzarterie (RCA) eines Volumendatensatzes, der Kranzblutansammlungen enthält. Umformatierte Ansichten wurden interaktiv mittels des GE-Research-Workstation-Programms Medic++ berechnet, das auf einem Arbeitsplatzrechner (Pentium Pro 200 MHz, Hewlett Packard) läuft. Ein Benutzer wählt den Winkel, die Elevation oder die Schnitttiefe aus, die die schräge Ebene definiert, und die umformatierten schrägen Bilder erscheinen auf dem Bildschirm kontinuierlich in Echtzeit.

Nach der Segmentierung des dreidimensionalen Datensatzes werden die Blutansammlungen automatisch unter Verwendung der Erfindung entfernt, woraus sich ein verbesserter Datensatz E ergibt.

Ein Schnitt durch den dreidimensionalen verbesserten Datensatz E ist in Fig. 5 gezeigt. Ein Strukturelement mit einem Radius von 3 mm wurde zum Öffnen und Glätten der Blutansammlung gefolgt von einer Erweiterung um 7 mm verwendet, um die Schalenmaske M zu erzeugen. Die Blutansammlung erscheint nun schwarz und verbirgt das MIP-Bild nicht.

Fig. 6 zeigt eine Projektion durch den verbesserten Datensatz E, wobei die linke vordere absteigende Arterie (LAD-Arterie) im Mittelpunkt des Bildes gezeigt ist. Eine rechte Schrägansicht des Herzens eines Subjekts wurde zur Visualisierung der linken vorderen absteigenden Arterie verwendet. Die LAD-Arterie ist nicht eben und kann nicht einfach in einem einzelnen planaren Bild angezeigt werden.

Ein Stapel aus 10 parallelen umformatierten Schnitten der Volumendaten mit 1 mm Abstand voneinander wird unter Verwendung der MIP zur Kombination verschiedener Gefäßsegmente in einer dicken umformatierten Ansicht angezeigt, wie es in Fig. 7 dargestellt ist. Dabei ist die Blutan-

sammlung der Vorkammern, Kammern und der Aorta enthalten.

Fig. 8 zeigt eine MIP von der gleichen Ansicht wie in Fig. 7 aus, nachdem die Blutansammlung segmentiert und ausmaskiert wurde. Dabei ist sowohl die LAD-Arterie als auch die linke gekrümmte Arterie (LCX-Arterie) gezeigt, die in Fig. 7 verborgen war.

Fig. 9 zeigt eine dreidimensionale Oberflächenwiedergabe (Oberflächenrendering) bei der gleichen Ansicht wie in den Fig. 7 und 8. Dabei sind die Blutansammlungsoberfläche und die LAD-Arterie gezeigt. Die Oberflächen der Blutansammlung können mittels herkömmlicher Computergraphik-Oberflächenrenderingroutinen aufgebaut und visualisiert werden. Ein dreidimensionales Oberflächenmodell ist bei der Bestimmung der Orientierung des Epikardium sinnvoll. Dreidimensionale Oberflächenmodelle werden zur Bestimmung der Orientierung der Ansicht relativ zu den Merkmalen der Herzanatomie erzeugt.

Es wurde eine linke vordere schräge Ansicht bei 49 Grad Cranial verwendet. Fig. 10 zeigt ein MIP-Bild eines dreidimensionalen kompensierten MR-Angiographie-Datensatzes I mit der Blutansammlung. Die Blutansammlung dominiert das Bild und verbirgt die Kranzarterien.

Fig. 11 zeigt ein segmentiertes MIP-Bild der gleichen Ansicht wie in Fig. 10, wobei die linke Kranzarterie mit einigen sichtbaren diagonalen Verzweigungen gezeigt ist. Dies ist ein MIP-Bild aus dem verbesserten Datensatz E, bei dem die Blutansammlung vor der Projektion segmentiert und ausmaskiert wurde.

Fig. 12 zeigt ein dreidimensionales Oberflächenrendering des gleichen ursprünglichen Angiographiedatensatzes I der Fig. 10 und 11 von der gleichen Ansicht aus. Die linke Kranzarterie und die rechten Kammerblutansammlungsoberflächen sind sichtbar.

Fig. 13 zeigt ein MIP-Bild des verbesserten Datensatzes E, der weiter unter Verwendung einer Verknüpfungserkennung wie vorstehend beschrieben verbessert wurde.

Die Erfindung liefert Informationen über die sowohl bei Oberflächenmodellen als auch bei Maximumintensitätsprojektionen erhaltenen Informationen hinaus.

Sie bietet eine Visualisierung des Kranzangiogramms als äußerst schnelle Anzeige, die die Tiefenwahrnehmung besonders dann dramatisch verbessert, wenn die Bilder von verschiedenen Ansichtspunkten wie bei peripheren MR-Angiographiedarstellungen gedreht werden.

Die Erfindung kann als Ergänzung bei herkömmlichen umformatierten Abschnitten, die ursprünglichen Bildern von der gleichen Ansicht aus überlagert sind, angewendet werden, um Kranzgefäße hervorzuheben.

Erfindungsgemäß wird ein Volumendatensatz mit einer dominanten Struktur hoher Intensität in der Nähe einer kleineren weniger intensiven Struktur geglättet und zum Trennen der dominanten Struktur segmentiert. Die dominante Struktur wird herausmaskiert, um die kleineren weniger intensiven Strukturen zu erhalten, die angezeigt werden. Beispielsweise wird eine dominante Struktur, wie die Blutansammlung in den Vorkammern, Kammern und der Aorta eines dreidimensionalen Angiographiedatensatzes segmentiert und aus dem Datensatz unter Verwendung mathematischer Morphologieoperationen beseitigt, um einen verbesserten Datensatz zu erhalten. Der verbesserte Datensatz wird durch herkömmliche Einrichtungen, wie eine Maximumintensitätsprojektion (MIP) bei verschiedenen Ansichten zum Erhalten von Bildern der Kranzarterien angezeigt.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Erzeugung verbesserter Bilder ge-

wünschter Strukturen in der Nähe dominanter Strukturen mit den Schritten

- a) Erfassen eines Volumendatensatzes (I), der eine dominante Struktur mit schwächeren gewünschten Strukturen aufweist,
 - b) Anwenden eines vorbestimmten Schwellenwerts (C) bei dem Datensatz (I) zur Erzeugung eines dreidimensionalen binären Datensatzes ($X = \{>C\}$) sowohl der dominanten als auch der gewünschten Strukturen, wobei auch Rauschen enthalten ist,
 - c) Glätten des dreidimensionalen binären Datensatzes (X) zum Erhalten eines geglätteten Datensatzes (Y), in dem die gewünschten Strukturen wesentlich beseitigt sind und das Rauschen verringert ist,
 - d) Erzeugen einer dreidimensionalen Maske (M) aus dem dreidimensionalen binären Datensatz (X), die die gewünschten Strukturen umschließt aber im wesentlichen die dominante Struktur ausschließt,
 - e) Schneiden der Maske (M) mit dem ursprünglichen Datensatz I zum Erhalten eines verbesserten Datensatzes (E), der die gewünschten Strukturen enthält und die dominante Struktur wegläßt ($E = M \cap I$), und
 - f) Anzeigen des verbesserten Datensatzes (E) durch herkömmliche Abbildungsverfahren zum Erhalten eines verbesserten Bildes.
2. Verfahren nach Anspruch 1, ferner mit den Schritten vor der Anzeige der verbesserten Daten
- a) Empfangen benutzerdefinierter Kerne in den gewünschten Strukturen des verbesserten Datensatzes (E) und
 - b) Bestimmen fester Bereiche verbesserter Datensatzwerte (E), die im wesentlichen die gleichen Werte wie die Kerne aufweisen, wobei der gleiche Quellentyp angezeigt wird, und die mit den Kernen entweder direkt oder über den gleichen Quellentyp physikalisch verbunden sind.
3. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Schritt zum Glätten des dreidimensionalen binären Datensatzes X folgende Schritte umfaßt
- a) Erodieren unter Verwendung von Strukturelementen (B_0) mit einem Radius (r_0) zum Erhalten eines erodierten Datensatzes ($X \ominus B_0$) und
 - b) Erweitern des erodierten Datensatzes ($X \ominus B_0$) mit einem Strukturelement (B_1) mit einem Radius (r_1) zum Erhalten eines geglätteten Datensatzes (Y), der im wesentlichen die gewünschten Strukturen ausschließt und ein verringertes Rauschen aufweist.
4. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Schritt zum Erzeugen einer dreidimensionalen Maske (M) folgende Schritte umfaßt
- a) Erweitern des geglätteten Datensatzes (Y) mit einem Strukturelement (B_2) zum Erhalten eines erweiterten Datensatzes ($B_2 \oplus Y$) und
 - b) Subtrahieren des geglätteten Datensatzes (Y) von dem erweiterten Datensatz ($B_2 \oplus Y$), um die Maske ($M = (B_2 \oplus Y) - Y$) zu erhalten.
5. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Schritt zur Anzeige des verbesserten Datensatzes (E) folgenden Schritt umfaßt Durchführen einer Maximumintensitätsprojektion (MIP) (π) durch den verbesserten Datensatz (E) von einem vorbestimmten Gesichtspunkt aus zur Ausbildung eines Bildes ($A = \pi(I \cap M) = \pi(E)$).
6. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Schritt zur

Anzeige des verbesserten Datensatzes E folgende Schritte umfaßt

- a) Durchführen einer Vielzahl von Maximumintensitätsprojektionen (MIP) (π) durch den verbesserten Datensatz (E) durch eine Vielzahl von aufeinanderfolgenden Ansichtspunkten aus zur Ausbildung einer Vielzahl von Bildern (A) und
- b) Wiedergeben der Vielzahl der Bilder (A) zur Simulation eines Films der gewünschten Strukturen, so als ob ein Betrachter sich um die Strukturen bewegt.

7. Verfahren zur Erzeugung verbesserter Bilder mit den Schritten

- a) Erfassen eines Volumen-Angiographie-Datensatzes (I) mit einer dominanten Blutansammlungsquelle, wobei Kranzarterien schwächere Quellen sind, die die Blutansammlung umgeben,
- b) Anwenden eines vorbestimmten Schwellenwerts (C) bei dem Datensatz (I) zur Erzeugung eines dreidimensionalen binären Datensatzes ($X = \{I > C\}$) sowohl der Blutansammlung als auch der Kranzarterien, wobei auch Rauschen enthalten ist,
- c) Glätten des dreidimensionalen binären Datensatzes (X) zum Erhalten einer geglätteten Blutansammlung (Y), aus der im wesentlichen die Kranzarterien beseitigt sind und bei der das Rauschen verringert ist,
- d) Erzeugen einer dreidimensionalen Maske (M) aus dem dreidimensionalen binären Datensatz (X), die die Kranzarterien umschließt aber die Blutansammlungen im wesentlichen ausschließt,
- e) Schneiden der Maske (M) mit dem ursprünglichen Datensatz (I) zum Erhalten eines verbesserten Datensatzes (E), der die Kranzarterien enthält und die dominante Blutansammlung ausschließt ($E = M \cap I$), und
- f) Anzeigen des verbesserten Datensatzes (E) mittels herkömmlicher Abbildungsverfahren zum Erhalten eines verbesserten Bildes der Kranzarterien.

8. Verfahren nach Anspruch 7, ferner mit den Schritten vor der Anzeige der verbesserten Daten (E)

- a) Empfangen benutzerdefinierter Kerne in den Kranzgefäßen des verbesserten Datensatzes (E) und
- b) Bestimmen fester Bereiche verbesserter Datensatzwerte (E), die im wesentlichen die gleichen Werte wie die Kerne aufweisen, wobei der gleiche Gewebetyp angezeigt wird, und die mit den Kernen entweder direkt oder über den gleichen Gewebetyp physikalisch verbunden sind.

9. Verfahren nach Anspruch 7, wobei der Schritt zum Glätten des dreidimensionalen binären Datensatzes (X) folgende Schritte umfaßt

- a) Erodieren unter Verwendung von Strukturelementen (B_0) mit einem Radius (r_0) zum Erhalten eines erodierten Datensatzes ($X \ominus B_0$) und
- b) Erweitern des erodierten Datensatzes ($X \ominus B_0$) mit einem Strukturelement (B_1) mit einem Radius (r_1) zum Erhalten der geglätteten Blutansammlung (Y), die keine Kranzarterien enthält und ein verringertes Rauschen aufweist.

10. Verfahren nach Anspruch 7, wobei der Schritt zur Erzeugung einer dreidimensionalen Maske folgende Schritte umfaßt

- a) Erweitern der geglätteten Blutansammlung (Y) mit einem Strukturelement (B_2) zum Erhalten ei-

ner erweiterten Blutansammlung ($B_2 \oplus Y$) und

- b) Subtrahieren der geglätteten Blutansammlung (Y) von der erweiterten Blutansammlung ($B_2 \oplus Y$) zum Erhalten der Maske ($M = (B_2 \oplus Y) - Y$).

11. Verfahren nach Anspruch 7, wobei der Schritt zur Anzeige des verbesserten Datensatzes (E) folgenden Schritt umfaßt

Durchführen einer Maximumintensitätsprojektion (MIP) (π) durch den verbesserten Datensatz (E) von einem vorbestimmten Ansichtspunkt aus zur Ausbildung eines Kranzangiogramms ($A = \pi(I \cap M) = \pi(E)$).

12. Verfahren nach Anspruch 7, wobei der Schritt zur Anzeige des verbesserten Datensatzes (E) folgende Schritte umfaßt

- a) Durchführen einer Vielzahl von Maximumintensitätsprojektionen (MIP) (π) durch den verbesserten Datensatz (E) von einer Vielzahl aufeinanderfolgender Ansichtspunkte aus zur Ausbildung einer Vielzahl von Kranzangiogrammen (A) und
- b) Wiedergeben der Vielzahl der Kranzangiogramme (A) zur Simulation eines Films der Kranzarterien, so als ob ein Betrachter sich um die Arterien bewegt.

13. Gerät zur Erzeugung verbesserter Bilder gewünschter Strukturen in der Nähe dominanter Strukturen, mit

einer Einrichtung zur Erfassung eines Volumendatensatzes (I), der eine dominante Struktur mit schwächeren gewünschten Strukturen aufweist, einer Schwellenwerteinrichtung (15) zur Anwendung eines vorbestimmten Schwellenwerts (C) bei dem Datensatz (I) zur Erzeugung eines dreidimensionalen binären Datensatzes ($X = \{I > C\}$) sowohl der dominanten als auch der gewünschten Strukturen, wobei auch Rauschen enthalten ist, einer Glättungseinrichtung (30) zur Glättung des dreidimensionalen binären Datensatzes (X) zum Erhalten eines geglätteten Datensatzes (Y), in dem die gewünschten Strukturen wesentlich beseitigt sind und das Rauschen verringert ist, einer Erzeugungseinrichtung (50) zur Erzeugung einer dreidimensionalen Maske (M) aus dem dreidimensionalen binären Datensatz (X), die die gewünschten Strukturen umschließt aber im wesentlichen die dominante Struktur ausschließt, einer Schnitteinrichtung (71) zum Schneiden der Maske (M) mit dem ursprünglichen Datensatz (I) zum Erhalten eines verbesserten Datensatzes (E), der die gewünschten Strukturen enthält und die dominante Struktur wegläßt ($E = M \cap I$), und einer Anzeigeeinrichtung (13) zur Anzeige des verbesserten Datensatzes (E) durch herkömmliche Abbildungsverfahren zum Erhalten eines verbesserten Bildes.

14. Gerät zur Erzeugung verbesserter Bilder, mit einer Erfassungseinrichtung eines Volumen-Angiographie-Datensatzes (I) mit einer dominanten Blutansammlungsquelle, wobei Kranzarterien schwächere Quellen sind, die die Blutansammlung umgeben, einer Schwellenwerteinrichtung (15) zur Anwendung eines vorbestimmten Schwellenwerts (C) bei dem Datensatz (I) zur Erzeugung eines dreidimensionalen binären Datensatzes ($X = \{I > C\}$) sowohl der Blutansammlung als auch der Kranzarterien, wobei auch Rauschen enthalten ist, einer Glättungseinrichtung (30) des dreidimensionalen binären Datensatzes (X) zum Erhalten einer geglätteten Blutansammlung (Y), aus der im wesentlichen die

Kranzarterien beseitigt sind und bei der das Rauschen verringert ist,
einer Erzeugungseinrichtung (50) zur Erzeugung einer dreidimensionalen Maske (M) aus dem dreidimensionalen binären Datensatz (X), die die Kranzarterien umschließt aber die Blutansammlungen im wesentlichen ausschließt,
einer Schnitteinrichtung (71) zum Schneiden der Maske (M) mit dem ursprünglichen Datensatz (I) zum Erhalten eines verbesserten Datensatzes (E), der die Kranzarterien enthält und die dominante Blutansammlung ausschließt ($E=M \cap I$), und
einer Anzeigeeinrichtung (13) zur Anzeige des verbesserten Datensatzes (E) mittels herkömmlicher Abbildungsverfahren zum Erhalten eines verbesserten Bildes der Kranzarterien.

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

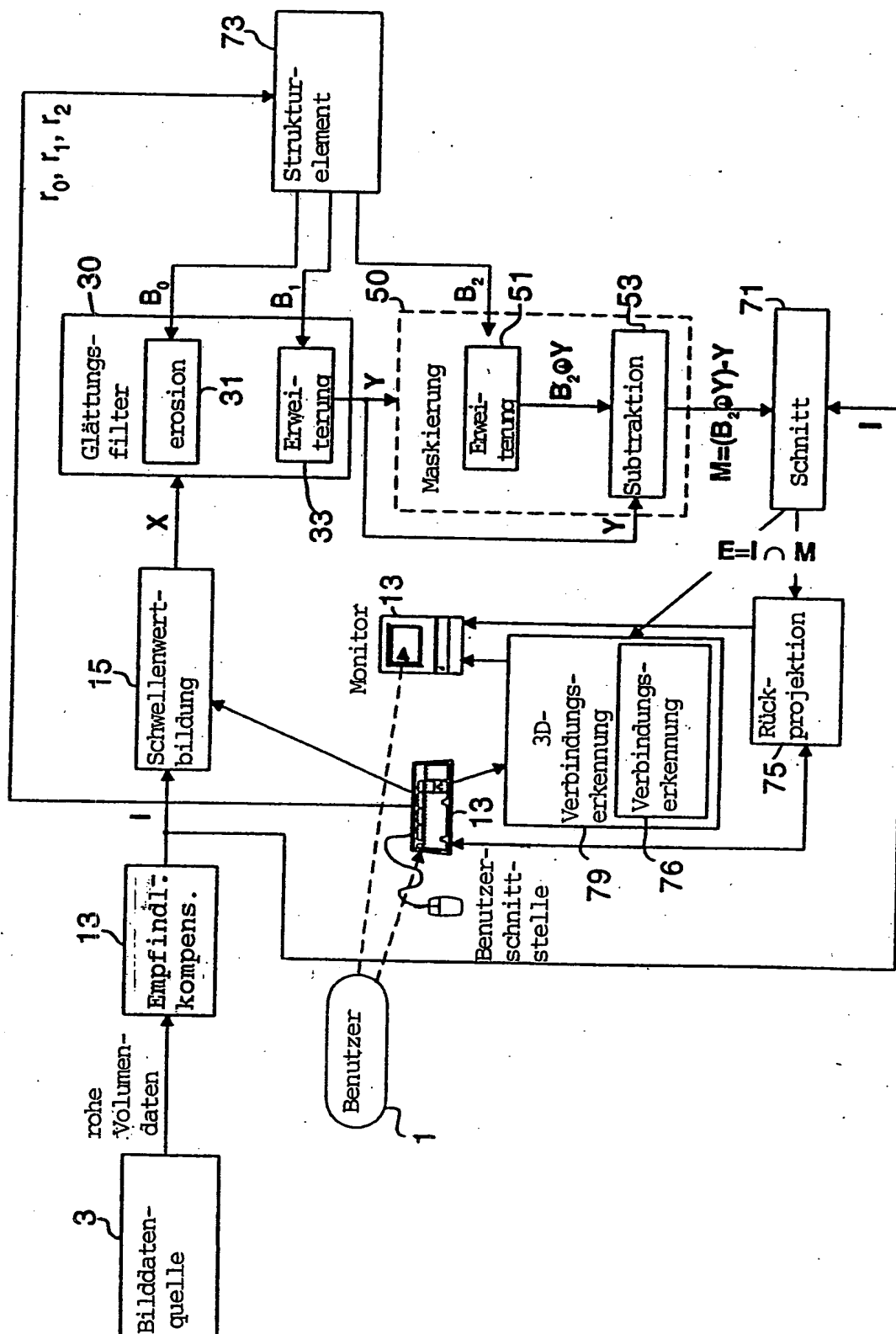


Fig. 1

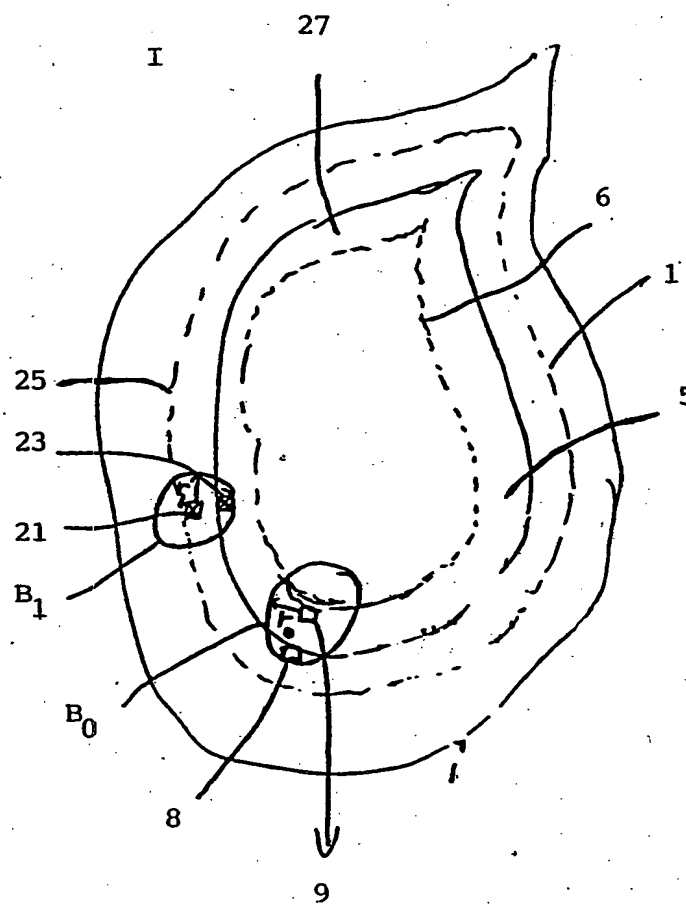


Fig. 2

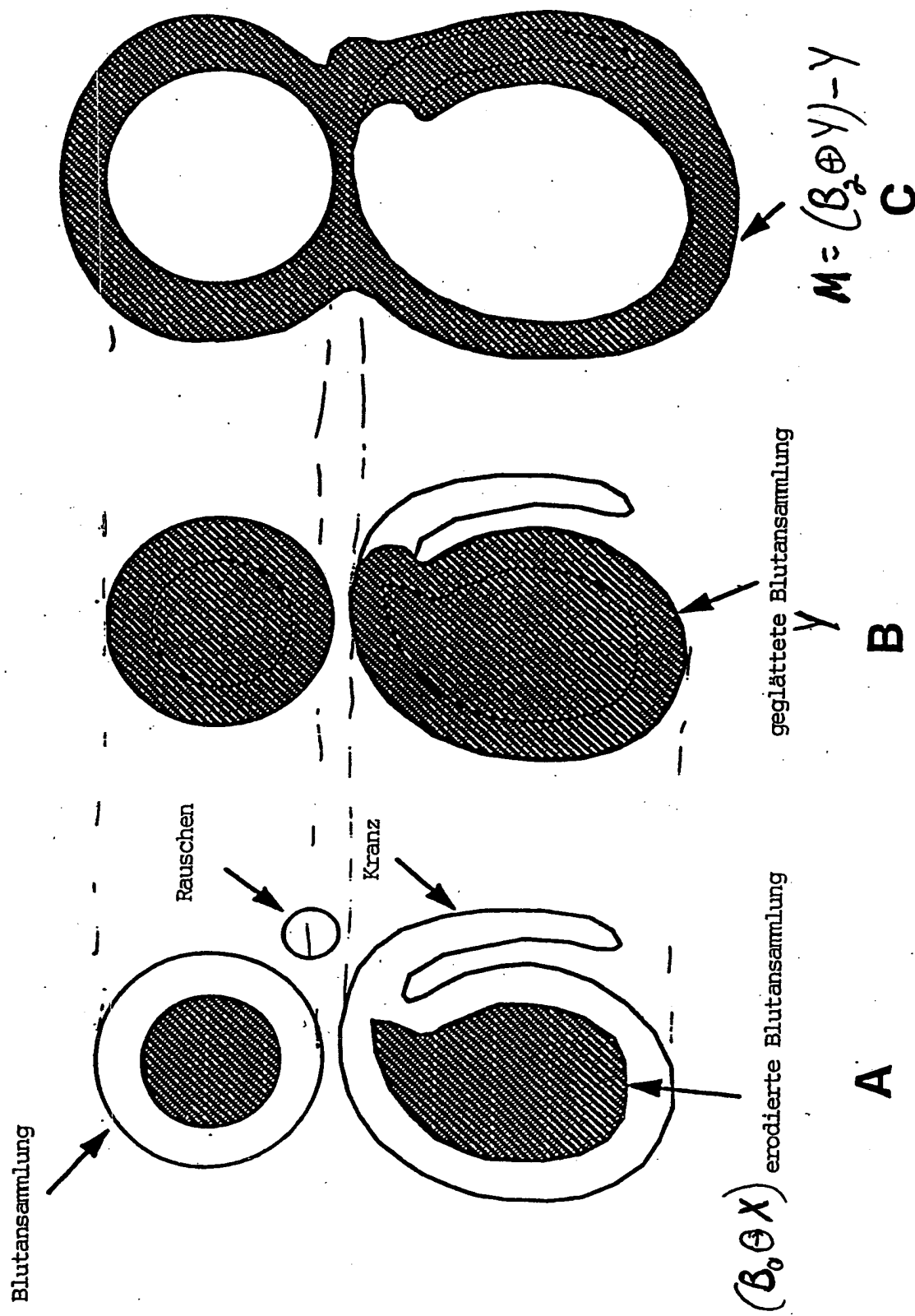
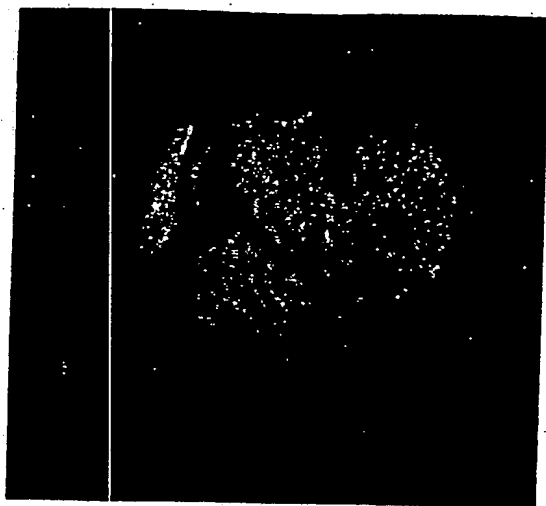


Fig. 3



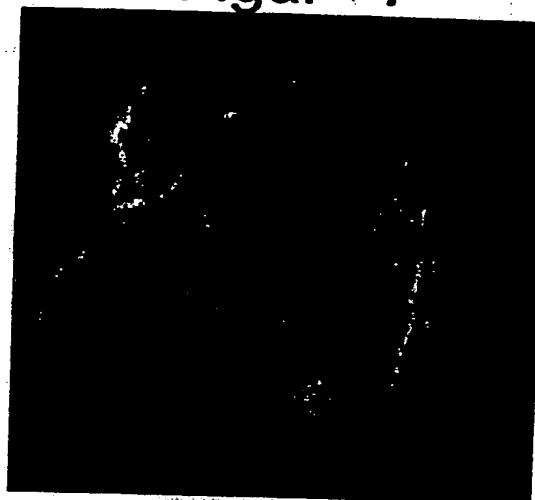
Figur 4



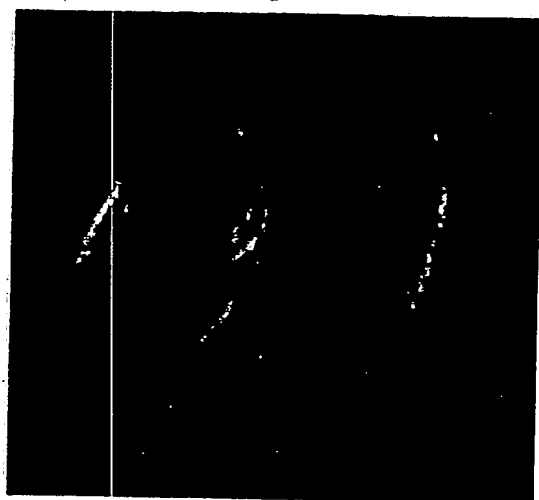
Figur 7



Figur 5



Figur 8

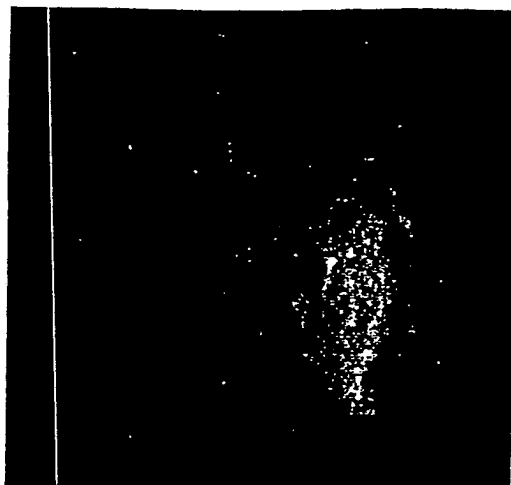


Figur 6

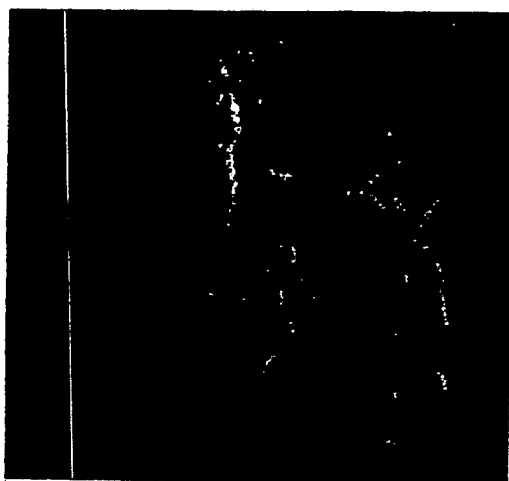


Figur 9

BEST AVAILABLE COPY



Figur 10



Figur 11



Figur 12



Figur 13

BEST AVAILABLE COPY